

УДК 539.3-616.31-76.29.55

Єщенко В.О.

НТУУ «Київський політехнічний інститут», м. Київ, Україна

ІМІТАЦІЙНЕ МОДЕЛЮВАННЯ НАПРУЖЕНО-ДЕФОРМОВАНОГО СТАНУ БІОМЕХАНІЧНИХ СИСТЕМ ДЛЯ КІСТОК КІНЦІВОК ТА ЩЕЛЕПИ ЛЮДИНИ З ПОШКОДЖЕННЯМИ

Ieshchenko V.

National Technical University of Ukraine «Kyiv Polytechnic Institute», Kyiv, Ukraine (mmi@kpi.ua)

SIMULATION MODELING STRESS-STRAIN STATE OF BIOMECHANICAL SYSTEMS FOR LIMB BONES AND JAWS OF MAN WITH INJURIES

Стаття присвячена питанням імітаційного комп'ютерного моделювання напружено-деформованого стану біомеханічних систем людських кінцівок, суглобів та щелепи з пошкодженнями, елементами фіксації кісткових відламків та імплантатами. Розглянуті головні ідеї при постановці задач механіки орієнтованих на дослідження опороздатності біомеханічних об'єктів функціональним статичним і динамічним навантаженням. Розглянуті види напружень та опис механічних процесів у сполучених тілах біомеханічних систем (БС), визначення параметрів функціональності та розрахунки надійності і довговічності БС. Розроблена методика та алгоритм імітаційного математичного моделювання НДС БС, а також власне програмне забезпечення "Chitach" для дослідження розподілу контактних тисків.

Ключові слова: моделювання, напружено-деформований стан, біомеханіка, кістки людини з пошкодженнями

Вступ

Динамічний розвиток світової медицини на початку XXI сторіччя пов'язаний із широким впровадженням досягнень різних галузей науки і техніки в практику охорони здоров'я. Розробка новітніх лікувально-діагностичних пристроїв, методів хірургічних втручань базуються на фундаментальних досягненнях біології, фізики, хімії, матеріалознавства, комп'ютерних наук, нанотехнологій тощо. Медицина стає високотехнологічною галуззю, що використовує надбання інших наукових дисциплін та інтегрує їх з метою розробки нових методів розвитку та підвищення ефективності індивідуального підходу при лікуванні хворих, покращення якості життя, профілактики різноманітних захворювань. Розв'язання практичних і теоретичних проблем біомеханіки кісток та щелепи людини з пошкодженнями пов'язано з імітаційним моделюванням напружено-деформованого стану біологічних тканин [1].

Застосування біоінертних матеріалів (титан, цирконій, тантал), удосконалення хірургічної техніки та лікувально-діагностичної апаратури дозволило зняти низку біологічних обмежень, пов'язаних із вживленням чужорідного тіла в організм людини і суттєво розширило перелік показань до проведення імплантації штучних конструкцій та матеріалів.

Розробка нових типів оперативних втручань призводить до того, що біомеханічні системи для кісток кінцівок та щелепи людини з пошкодженнями можуть бути складними, багато компонентними і унікальними за своїми конструкційними характеристиками, що визначаються особливостями клінічної ситуації у конкретного хворого.

Більшість методів наукового дослідження БС [2, 3] базується на ідеї імітаційного моделювання, як розрахунково-теоретичного характеру, що здебільшого використовують математичні (аналітичні, комп'ютерні) моделі [4], так і експериментального напрямку, що застосовують предметні (фізичні, біологічні) моделі Шпее (1890), А. Гізі (1914). Прогрес інформаційних технологій зумовив появу нового напрямку - комп'ютерного моделювання, що якісно змінило методологію досліджень БС. Сучасні комп'ютерні технології дозволяють створювати моделі надзвичайної складності та забезпечити високу точність розрахунків та рівень деталізації [5]. Комп'ютерне імітаційне моделювання в медицині, почало інтенсивно розвиватися наприкінці 80-х років 20-го століття, здебільшого, як метод наукових досліджень. Однак досягнення в цьому напрямку виявилась настільки значними, що на сьогоднішній день ми стаємо свідками революційних змін, пов'язаних із широким впровадженням комп'ютерних технологій в медичну практику. Результатом застосування яких є не тільки поява нових методів планування та реалізації хірургічних втручань, а і взаємодія фахівців різних галузей для досягнення необхідного результату лікування.

Мета роботи. Дослідження проблем біомеханіки БС методом імітаційного комп'ютерного моделювання ушкоджених кісток кінцівок, щелепи, суглобів людини з елементами конструкцій неорганічного походження (фіксуєчі пластини та арматура з'єднань, імплантати, протези), що використовуються для відновлення їх функціональності.

Матеріали і методи досліджень. Кістки кінцівок і щелепи, хрящі суглобів є сукупністю живих тканин, що мають складну, неоднорідну, пористу, багат шарову структуру організації І.В. Кнетс (1980). Їх фізико-механічні характеристики проявляють неоднорідні, анізотропні, в'язкопружні властивості [6], що змінюються у часі та залежать від типу тканин та біологічного стану, наприклад, гідратації (зволоження) та віку (мінералізація кісток).

Часткову або повну втрату функціональності кінцівок людини, щелепи або суглобів визначають їх пошкодження (переломи або пародонтоз кісток, незворотні деформації хрящів, розриви зв'язок суглобів та інші). Інформація про вид пошкодження біологічних об'єктів слугує основою для подальшого відтворення їх функціональності у вигляді БС.

До основних чинників, що визначають пошкодження кісток та суглобів, можна віднести: переломи від надмірного статичного або періодичного навантаження, втрата механічної міцності біологічних тканин внаслідок тривалого не навантаження або з природних причин (старіння, неправильне зростання кісток), недостатньої зволоженості та мінералізації кісток, вивихів в суглобах та іншого.

Конструкції неорганічного походження різної форми, що застосовуються для ліквідації даного типу пошкоджень [7, 8, 9], мають іншу порівняно з біологічними тканинами структуру і фізико-механічні властивості матеріалу. Основними медичними біоінертними матеріалами є сплави титану (Grade 4, 5), цирконію (ZrO_2) та композитні матеріали, які достатньо досліджені та опробовані в лабораторних умовах і на практиці. Встановлення таких конструкцій здатне значною мірою спотворювати природний розподіл напружень і деформацій в кісткових тканинах, що нерідко призводить до негативних клінічних наслідків. Матеріали таких конструкцій повинні мати необхідну механічну міцність та забезпечити біосумісність фізичних властивостей і необхідну функціональність (еластичність, деформативність, міцність, жорсткість, надійність). Головним чином, це сприйняття і перерозподіл статичних та циклічних силових навантажень БС протягом тривалого періоду часу. При цьому важливо не тільки забезпечити необхідну жорсткість і міцність БС, але й природний характер розподілу напружень і деформацій для біологічних тканин. Це зумовлено тим, що структура кістки визначається не лише біологічними чинниками, але суттєво залежить від умов силового навантаження, в яких вона перебуває. Цей вплив відображено в законі Юліуса Вольфа (1892), згідно якого кісткова тканина здатна адаптуватися до умов зовнішнього силового навантаження: форма і структурна організація кісток трансформуються залежно від величини напружень і деформацій, що виникають в середині кістки.

У загальному випадку функціональні навантаження БС визначеного типу представлені силовими навантаженнями, які необхідні для виконання біологічних функцій (згинання, розгинання, жування, фіксації тощо) в процесі життєдіяльності людини. За характером зміни у часі можна виділити статичні (наприклад, повільне згинання суглобів), динамічні (ударні навантаження кісток при стрибках), циклічні (жувальний цикл щелепи) силові навантаження. Силові навантаження БС можуть змінюватись за величиною і напрямком, але їх вплив завжди обмежений певним фізіологічним діапазоном. Основними силовими факторами, що діють на БС являються сили скорочення м'язів, сили гравітаційного тяжіння та сили інерції. Завдяки м'язам у рух приводяться конструкції суглобів, де зони передачі зусиль між кістками варіюються за геометричними параметрами і площею поверхні контакту. При пошкодженнях м'язів, зв'язок, форми контактної поверхні суглобів зусилля можуть досягати критичних величин, що збільшують локалізацію градієнтів деформації біологічних тканин (хрящів, кісток).

Напруження кісткових тканин мають різну природу та функції в організмі людини. Окремо можна виділити напруження механічного та біологічного походження.

Механічні напруження викликані дією силових навантажень біологічних об'єктів. Прикладами можуть бути напруження в хрящах наколінка та стегнової кістки при згинанні коліна, напруження в зубах та щелепі при відкушуванні їжі, напруження в кістках ніг при ходьбі та інші. Функція цих напружень – чинити опір зовнішнім навантаженням не втрачаючи функціональності біологічних тканин. При цьому залишкові напруження в кісткових тканинах, що виникають після зняття навантажень, слугують для рівномірного перерозподілу градієнтів напружень та впливають на ріст біологічної тканини.

Теплові напруження в кісткових тканинах є наслідками переохолоджень чи нагріву окремих зон біологічних тканин та впливають на стан БС і навіть призводять до пошкоджень в них. Основні три випадки виникнення теплових напружень [10]:

- нагрів зони з імплантами при поляризації цементуючої речовини;
- надмірне тертя між елементами біомеханічних систем при нормальному функціонуванні;
- інтенсивний нагрів під час сверління, розпилювання при ортопедичних операціях.

Ростові напруження є результатом біологічної структурної перебудови і росту організму, його адаптації до навантажень та навколишнього середовища. Для розуміння цього процесу, згідно теоретичного дослідження

[11], поява напружень у зростаючому об'ємі пояснюється як результат не сумісного росту окремих його частин. Завдяки такій постановці росту напруження відносять до залишкових напружень [11].

Наслідком опору деформаціям біологічних тканин при силовому навантаженні БС є перерозподіл напружень в околі штучних елементів з'єднань, що може призвести до зміни конфігурації сполучених елементів, втрати функціональності (міцності, надійності) БС, зміни структури тканин кісток при наявності концентраторів напружень [6].

Розрахунки надійності і довговічності БС в заданих умовах силового навантаження у даний час в медичній та інженерній практиці, як правило, не застосовуються. Тут мають місце лише окремі види таких досліджень [12, 13], що представляють по суті розрізнені етапи комплексних рішень. Таке положення пояснюється надзвичайною складністю дослідження параметрів біомеханічного стану БС, що змінюються у часі та прогнозування довговічності кожного її елементу.

Можливість розрахунку параметрів функціональності БС даного типу методами імітаційного математичного моделювання можна забезпечити при одночасній присутності наступних умов:

- відомі матеріальні константи, що визначають біомеханічний стан структурних елементів БС;
- визначені рівняння, що визначають моделі деформування матеріалів та напружено-деформований стан структурних елементів БС для функціональних силових навантажень;
- відомі рівняння та критеріальні параметри, що визначають механічну міцність та надійність функціональності БС в заданих умовах силових навантажень;
- визначені інформаційні технології та системи, що необхідні для проведення чисельних експериментів на імітаційних моделях БС.

Механічні властивості структурних елементів БС. В реальних умовах структурні елементи БС зазнають різноманітних силових навантажень, причому їх режими змінюються від статичних (функціональні навантаження) до квазістатичних (при наявності компресійних пластин лікувальних пристроїв, ортодонтичної апаратура, компресійно-дистракційних апаратів, тощо). Виключенням являються ударні навантаження, які в даній роботі не розглядаються. Кісткова тканини та матеріали штучного походження у БС при різних швидкостях деформування поведуть себе по-різному. При функціональних навантаженнях БС, що відбуваються в секундних інтервалах часу, тут мають місце домінуючі пружні властивості. У БС, що перевищують хвилинний діапазон часу силового навантаження механічні характеристики головним чином пов'язані із вираженими в'язко-пружними властивостями кісток та пружними властивостями матеріалів лікувальних пристроїв.

В основі дослідження механічних властивостей кісткової тканини лежать різноманітні випробування її однорідних зразків під навантаженням. Фізико-механічні характеристики та граничні величини міцності кісток (кортикалу, спангіози) та матеріалів штучного походження (границі пластичності та втоми для металів), що визначають біомеханічний стан структурних елементів БС частково встановлені та опубліковані в роботах, наприклад [14, 15].

Матеріальні константи, що визначають анізотропні пружні властивості кісткової тканини, найбільш часто встановлені експериментально в локальних напрямках вісей ортотропії довільного об'єму для кортикального та губчатого їх шару. За даними літературних джерел Hall et al. (1973), Spears et al. (1993), Abe et al. (1996), відомі величини 3-х модулів пружності, 3-х модулів зсуву, 3-х коефіцієнтів поперечної деформації кісткових тканин людини. За результатами статичних випробувань на розтяг взірців визначеної форми [16] також відомі скалярні величини межі механічної міцності шарів кісткових тканин. В залежності від задач дослідження БС в'язко-пружні властивості кісткової тканини можуть бути представлені за допомогою як простої розрахункової моделі Максвела, так і більш складних Кельвіна-Фойгта, Зінера.

Математична модель напружено-деформованого стану і міцності БС. Нижче приведено основні співвідношення, що визначають математичну модель напружено-деформованого стану (НДС) системи контактуючих твердих і деформованих тіл з додатковими жорсткістними зв'язками. Під дією силового навантаження сполучені тіла БС можуть здійснювати відносне переміщення зі скінченною швидкістю (рис.1).

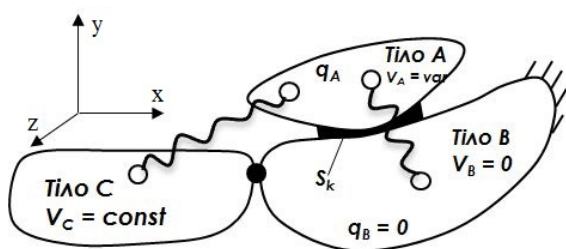


Рис. 1. Імітаційна модель БС колінного суглобу людини, як система контактуючих рухомих (тіло А, С) та нерухомих (тіло В) твердих тіл (кістки) з тілами, що деформуються (хрящі) і мають додаткові жорсткісні зв'язки (м'язи)

Для опису механічних процесів у сполучених тілах вибрали базовий тривимірний евклідовий простір з різними системами координат і класичний час. Як базис у просторі спостерігача використовували нерухливу тривимірну ортогональну систему декартових координат. Ввели поняття "точка" і "частка", що означають відповідно матеріальну точку, наприклад C , і нескінченно малий об'єм матеріального континуума Ω_C сполучених елементів деформованих тіл, що займають область Ω обмежену граничною поверхнею Γ .

Абсолютне положення "точки" рухливого об'єму тіла у деформованому стані визначали вектором

$$\underline{r} = \underline{\rho}_o + \underline{R} + \underline{u}(\bar{X}^i, t), \quad (1)$$

де $\underline{\rho}_o$ - радіус-вектор, що визначає для моменту часу t відлікової Ω_C^r ; \underline{R} - радіус-вектор, що визначає відносно положення довільної "точки" сполучених тіл у недеформованому стані у відліковій конфігурації Ω_C^r ; $\underline{u}(\bar{X}^i, t)$ - вектор переміщення "точки" з відлікової Ω_C^r в поточну Ω_C конфігурацію.

Швидкість деформованого середовища в поточній конфігурації Ω_C представили як геометричну суму трьох складових: швидкостей поступального (переносного) \underline{v}^c і обертового рухів $\underline{\omega}^c$, а також деформаційної швидкості в "точці". Абсолютна швидкість часток визначена в системі координат з базовим декартовим базисом вектором

$$\underline{v} = \frac{d\underline{r}_A}{dt} = \underline{v}^c + \underline{\omega}^c \times \underline{r} + \frac{d\underline{u}}{dt}. \quad (2)$$

Просторовий градієнт швидкості \underline{v} в поточній конфігурації Ω_C представили у вигляді суми симетричної та косиметричної частин

$$\nabla \underline{v} = (\nabla \underline{v})_s + (\nabla \underline{v})_a = \underline{d} + \underline{w}. \quad (3)$$

Симетрична частина \underline{d} визначає тензор швидкості деформування Ейлера (тензор "деформації швидкості"), а косиметрична \underline{w} - тензор вихора.

Залежно від прийнятої системи координат, - лагранжевої (конвективної) або ейлерової компоненти тензора напружень можуть бути віднесені до недеформованого стану середовища в поточній Ω_C або у відліковій Ω_C^r конфігураціях. Для опису швидкості зміни напружень у випадку малості деформацій та скінченних величин обертань часток середовища використовували коротаційну похідну Яуманна-Нолла

$$\hat{\underline{\sigma}} = d\underline{\sigma}/dt + \underline{\sigma} \cdot \underline{w} - \underline{w} \cdot \underline{\sigma}. \quad (4)$$

Рівняння балансу імпульсу матеріального континуума за умови, що щільність біологічних матеріалів не змінюється, використовували у вигляді

$$\rho \dot{\underline{v}} = \nabla \cdot \underline{\sigma} + \underline{f}, \quad (5)$$

де \underline{f} - щільність масових сил.

Матеріал сполучених тіл розглядали у твердій формі із пружними анізотропними або вязкопружними ізотропними властивостями.

Співвідношення узагальненого закону Гука для випадку довільного анізотропного матеріалу структурних елементів БС мають лінійний зв'язок між компонентами тензора напружень та тензора деформацій у вигляді

$$\underline{\sigma} = \hat{E} \cdot \underline{\varepsilon}. \quad (6)$$

Компоненти тензору модулів пружності четвертого рангу \hat{E} для моделі кусково-однорідного матеріалу являються незалежними від координат величинами та утворюють матрицю з 81 пружної константи. Від орієнтації системи координат залежать, як напруження та деформації, так і пружні константи матеріалу. За методами лінійних перетворень для тензора \hat{E} емпіричні дані, що визначені для довільних точок тіла у напрямках вісей ортотропії біологічних тканин, можуть бути розраховані в базовій системі декартових координат [17].

Для однорідного в'язкопружного матеріалу напруження $\underline{\sigma}(t)$ в момент часу t представили сумою внесків напружень від окремих деформацій за кінцеві проміжки часу в інтервалі $[0, t]$. Відповідно до лінійного закону спадкоємної вязкопружності та принципом суперпозиції Больцмана девіатор $\underline{\xi}(t)$ і шаровий тензор $\underline{\sigma}^0(t)$ напружень представили у вигляді

$$\underline{\xi}(t) = 2G\underline{\varepsilon}(t) - 2G \int_0^t A_c(t-\xi) \underline{\varepsilon}(\xi) d\xi; \quad \underline{\sigma}^0(t) = K\theta(t) - K \int_0^t A_v(t-\xi) \theta(\xi) d\xi, \quad (7)$$

де $\underline{\varepsilon}(t)$ - девіатор деформацій; $\theta(t)$ - об'ємна деформація; константа G - миттєвий модуль зрушення, пов'язаний з модулем пружності першого роду E і коефіцієнтом Пуассона ν формулою $G = E/2 \cdot (1+\nu)$ при температурі приведення T ; константа $K = E/3 \cdot (1-2\nu)$ - миттєвий модуль всебічного розтягання (стиску) при температурі приведення T . Функції швидкостей зсувної та об'ємної релаксації $A_c(t-\xi)$ й $A_v(t-\xi)$ в (7), що залежать від часу $(t-\xi)$, відповідають вязкому опору одиничному імпульсу деформації.

Для прийнятої моделі в'язкопружного ізотропного матеріалу релаксацією об'ємних характеристик зневажали, а величини для зсувної функції релаксації апроксимували набором експонент із від'ємними степенями. Вибір такої апроксимації еквівалентний моделюванню вязкопружного середовища узагальненою моделлю Максвелла.

Тензорозначні функції введені для рівнянь балансу (5) і визначальних рівнянь (6, 7) безперервні і мають безперервні частки похідні необхідного порядку в однорідних середовищах. Для ізотермічного нестационарного стану деформованого континуума сполучених тіл при силових навантаженнях тензорозначні функції і їхні похідні можуть бути сингулярними (мають розриви першого роду) на поверхнях $\bar{S}(t) \in S$ однорідних і неоднорідних середовищ. У практичних додатках найбільше поширення одержали випадки, коли поверхня $S(t)$ є поверхнею сполучення неоднорідних середовищ або рухливою поверхнею контактної взаємодії сполучених тіл з однорідними і неоднорідними середовищами. Тут мають місце обмеження для векторів переміщень (швидкостей), а також обмеження та зв'язки нормальних і дотичних зусиль (реакцій) або їхніх питомих величин на поверхнях $S'(t)$ контакту. Зокрема, кінематичні умови взаємного непроникання в момент часу t контактних поверхонь $S'(t)$ сполучених тіл A і B із заданим первісним зазором Δ мають вигляд, $[\underline{u}] \cdot \underline{n} \leq \Delta$, а силові умови мають обмеження нормальної компоненти p_n вектора контактних зусиль \underline{p} на $S'(t)$

$$\int_{\bar{S}'_a(t)} (p^\alpha \cdot \underline{n}^\alpha) dS \leq 0, \quad \forall \alpha = A, B. \quad (8)$$

У випадку твердого зчеплення тіл A і B відносна швидкість зсуву поверхонь контакту двох тіл відсутня $\underline{v}^A - \underline{v}^B = 0$. На $S'(t)$ реалізуються кінематичні умови спільності руху і силових умов у формі третього закону Ньютона (по напруженням).

Коли умови зчеплення сполучених тіл A і B з відносно малим зазором Δ у напрямку нормалі до поверхні $S_M^{(k)}$ порушуються

$$\left(|\underline{u}_n^A - \underline{u}_n^B| - \Delta \right) > 0, \quad (9)$$

$$p_n^\alpha \leq 0, \quad |\underline{\sigma}_\tau^\alpha| \geq |\underline{p}_\tau^\alpha|, \quad \forall \alpha = A, B, \quad (10)$$

відбувається відносно переміщення поверхонь контакту $\underline{u}^{(A)} \neq \underline{u}^{(B)}$. Якщо виконуються нерівності (9), що реалізують умови взаємного проковзування контактуючих поверхонь сполучених тіл, то на відповідній частині поверхні $S_M^{(k)}$ повинні бути, задані умови $\underline{\sigma}_\tau = \underline{p}_\tau$. Для зв'язку між компонентами вектора дотичних \underline{p}_τ і нормальних p_n зусиль на контактній поверхні в більшості випадків справедливий закон Амонтона-Кулона [18].

Вибір показників механічної міцності завершує постановку задачі дослідження функціональності БС та робить її формулювання закінченим. Критерії міцності складного типу БС на практиці звичайно представляють собою деяку комбінацію показників для її компонентів: статичну та втомну міцність матеріалів [19] технологічного виробництва та тканин кістки природного походження, опороздатності деформаціям та зусиллям лікувальних пристроїв та технології їх розміщення для біомеханічної системи, що залежить від фізичного стану кістки.

Математична модель НДС та оцінки міцності БС даного типу розроблена для визначення 15 невідомих функцій швидкостей (переміщень), деформацій, напружень поточного стану її сполучених неоднорідних елементів при дії силових навантажень. Для чисельних розв'язків вищенаведеного класу крайових задач біомеханіки застосовували метод скінченних елементів [2].

Імітаційне математичне моделювання НДС і міцності БС. Розроблена методика та алгоритм імітаційного математичного моделювання НДС БС, що приведений на рис. 2, включає використання прикладних систем інженерного аналізу та інформаційних технологій для оперування, перетворення цифрової та графічної інформації у різних форматах даних.

Цифрові дані КТ/МРТ (Г. Хаунсфілд, А. Кормак (1972))₂ діагностики біологічних тканин з томографічного обладнання використовуються для побудови в середовищі програми MIMICS 10.0 неоднорідних за біомеханічними характеристиками трьохвимірних геометричних об'єктів кісткових тканин.

Геометричне моделювання сполучених елементів (кісткових тканин, зв'язок, хрящів та конструкцій штучного походження) імітаційних моделей біомеханічних систем виконується в середовищі програмного забезпечення (ПЗ) CAD систем, наприклад CATIA 5.0 або Autodesk Inventor 11.0. Для розрахунку напружено-деформованого стану біомеханічних систем та визначення міцності їх структурних елементів використовуються сучасні наукомісткі технології - системи комп'ютерного інженерного аналізу, наприклад ANSYS Workbench 12.1 що засновані на застосуванні проєкційно-сіткових методів скінченних різниць та скінченних елементів в розв'язаннях початково-крайових задач механіки суцільного середовища.

ПЗ власної розробки – Chitach 1.1 призначається для розрахунків силових навантажень із використанням плівок Fuji Prescale [20], площ та закономірностей розподілу контактних тисків в імітаційних моделях біомеханічних систем, а також графічного супроводження бази даних результатів чисельних розрахунків. За результатами математичного моделювання НДС контактуючих тіл вперше запропонована та використана динамічна імітаційна комп'ютерна модель пателофеморального суглоба для дослідження розподілу напружень у хрящі наколінка в нормі та при нестабільності (рис.4) при різних типах ушкоджень поверхні стегнової кістки людини [21].

Спряжені елементи біомеханічної системи представляли собою збірку з пружних тіл (хрящові тканини), абсолютно твердих тіл (наколінок, гомілкова, стегнова кістки), пружинних еквівалентів м'язів та зв'язок наколінка рис.3. За допомогою розробленого програмного забезпечення “Chitach” [22] по експериментальним даним градієнтів тисків, що були відображені на плівці Fuji Prescale, досліджено розподіл контактних тисків в тібіо-феморальній зоні в умовах дефекту суставного хряща, визначено площі та величини контактних зусиль у суглобі при різних діаметрах дефекта меніска рис.4.

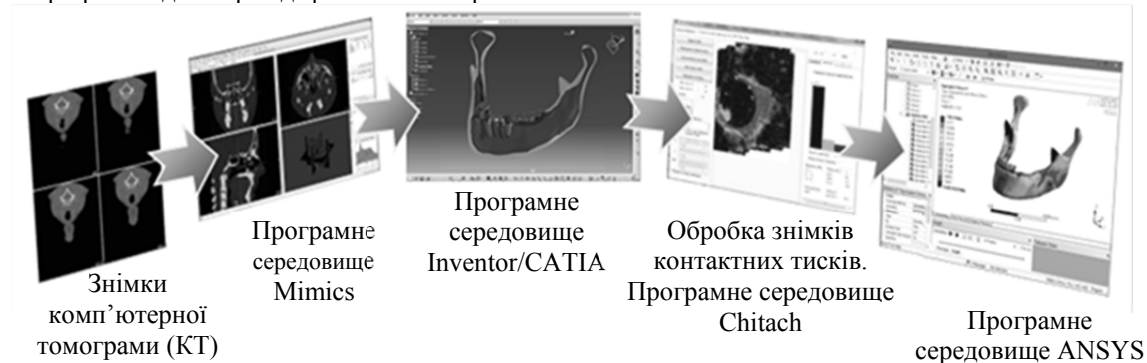


Рис. 2. Структурна схема етапів побудови імітаційних комп'ютерних моделей біомеханічних систем

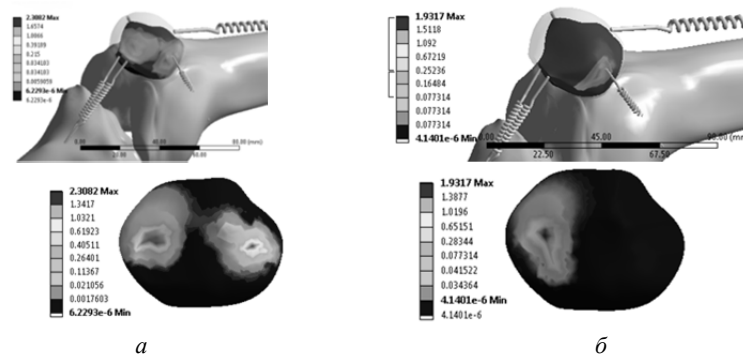


Рис. 3. Розподіл градієнтів еквівалентних за Мізесом напружень, МПа в хрящі наколінка а) в нормі; б) з пошкодженнями жорсткості внутрішньої зв'язки наколінка на 80%

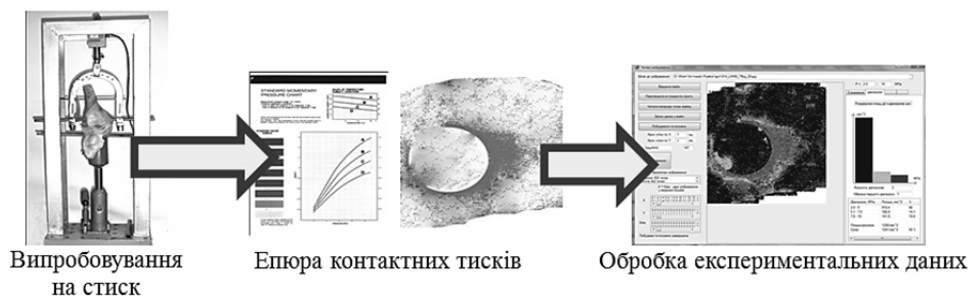


Рис. 4. Експериментальні дослідження розподілу контактних зусиль в хрящі з дефектом

Висновки

Створення імітаційних моделей біомеханічних систем із композиційних матеріалів ушкоджених кісткових тканин людини та матеріалів штучного походження в лікувальних пристроях являється складною інженерною задачею, так як їх структура і механічні характеристики достатньо неоднорідні, а біологічні властивості залежать від поточного стану мінералізації та вологості. Дослідження функціональних характеристик таких конструкцій при силових функціональних навантаженнях в повному обсязі за допомогою

натурних експериментів провести неможливо, тому створення методик математичного моделювання та алгоритмів інформаційних технологій являється актуальною задачею.

Методи математичного моделювання біомеханічних систем з ушкодженими кістковими тканинами, що ґрунтуються на фундаментальних положеннях механіки твердого деформованого тіла, даних фізичних експериментів та комп'ютерної томографії, дозволяють не тільки скоротити затрати часу і коштів на проведення прямих натурних експериментів об'єктів дослідження, але й з високою точністю відтворити їх механічну поведінку в складних умовах силового функціонального навантаження.

Розроблена методика та алгоритми імітаційного моделювання напружено-деформованого стану контактуючих тіл зі структурами суцільного середовища біологічного та штучного походження використовують сучасні інформаційні технології та дозволяють максимально наближено до натурних прототипів відтворювати конструктивні особливості біомеханічних систем, враховувати структуру та особливості деформування матеріалів з анізотропними пружними та ізотропними в'язкопружними властивостями.

Методи імітаційного моделювання біомеханічних систем кісток кінцівок та щелепи людини з пошкодженнями, що реалізовані практично та використовують сучасні досягнення в комп'ютерній механіці, інформаційних технологіях і системах машинобудування та медицини, дозволяють ставити і вирішувати складні завдання розв'язку сучасних проблем біомеханіки за досить короткий час.

На даний час впевнене користування розробленою методикою дослідження біомеханічних систем потребує мати високу кваліфікацію з інженерної та комп'ютерної механіки, знання медичних проблем та передбачає певні витрати на користування комп'ютерною томографією, наявність коштового програмного забезпечення.

Перспективним розвитком у даному напрямку є вдосконалення підготовки фахівців з інженерної біомеханіки та впровадження інформаційних технологій для аналізу біомеханічних систем з пошкодженнями кісткових тканин в лікувально-діагностичні центри України.

Аннотация. Статья посвящена вопросам имитационного компьютерного моделирования напряженно - деформированного состояния биомеханических систем человеческих конечностей, суставов и челюсти с повреждениями, элементами фиксации костных отломков и имплантатами. Рассмотрены основные идеи при постановке задач механики ориентированных на исследования опороспособности биомеханических объектов функциональным статическим и динамическим нагрузкам. Рассмотрены виды напряжений и описание механических процессов в соединенных телах биомеханических систем (БС), определение параметров функциональности и расчеты надежности и долговечности БС. Разработана методика и алгоритм имитационного математического моделирования НДС БС, а также собственное программное обеспечение "Chitach" для исследования распределения контактных давлений.

Ключевые слова: моделирование, напряженно - деформированное состояние, биомеханика, кости человека с повреждениями

Abstract. This article aimed to show main ideas in the formulation of problems in mechanics oriented on research of biomechanical objects under functional static and dynamic loads. Shown Consideration of stresses types and description of mechanical processes connected bodies of biomechanical systems (BS), the definition of functional parameters and calculations of reliability and durability of BS.

Purpose. Research problems of biomechanics BS by simulation computer modeling of damaged human bones, jaw and joints with elements of inorganic structures used to restore their functionality.

Design/methodology/approach. Continuum mechanics, X-ray computed tomography. Finite element computer simulation modeling. Proprietary software "Chitach" and Fuji Prescale Film.

Findings. Modern advances in computer technology, software, medicine can pose and solve complex problems in a relatively short time. This shown on example application of information technologies and systems for calculational and experimental study of distribution values of contact pressures in the damage human meniscus of knee joint.

Originality. Created method and algorithm for simulation mathematical modeling SSS BS and proprietary software "Chitach" to study the distribution of contact pressures.

Keywords: modeling, stress-strain state, biomechanics, bone man with injuries

Бібліографічний список використаної літератури

1. Мандзюк Т. Огляд проблеми комп'ютерного моделювання біомеханічних систем у стоматології. / Т. Мандзюк, В. Вовк // – Вісник Львів, УН-ТУ, – 2008, вип. 14. С.105-122.
2. Зенкевич О.С. Метод конечных элементов в технике / О.С. Зенкевич. – М.: Мир, 1975. – 543с.
3. Coker E.G. A Treatise on Photoelasticity. / E.G. Coker, с. // Hardcover – January 1, 1957.
4. А. Д. Шварц. Биомеханика и окклюзия зубов. / Монография. 1994.
5. Kazemi M. Recent Advances in Computational Mechanics of the Human Knee Joint. / M.Kazemi,Y.Dabiri, L.P.Li. // Computational and Mathematical Methods in Medicine. Vol. 2013.
6. Маланчук В.О., Імітаційне комп'ютерне моделювання в щелепно-лицевій хірургії. / В.О. Маланчук, М.Г. Кришук, А.В. Копчак. // – К.: Видавничий дім «Асканія», 2013. 231с..
7. Koriath T.W.P. Modeling the mechanical behavior of the jaws and their related structures by finite element (FE) analysis./T.W.P. Koriath, A. Versluis. // – Critical Reviews in Oral Biology & Medicine. № 8(1), 1997 p., С. 90-104.
8. Chun-Li Lin. Biomechanical interactions in tooth-implant-supported fixed partial dentures with variations in the number of splinted teeth and connector type: a finite element analysis. / Chun-Li Lin, Jen-Chyan Wang, Wen-Jen Chang. // – Clin. Oral Impl. Res. 19, 2008 p., С. 107–117.

9. Бушманов А.В.. Проектирование фиксирующих устройств в травматологии на основе CAD/CAE/CAM-технологий. // Медицинская информатика. 2008, №1(15), С. 74-80.
10. Stańczyk, M. Thermal Problems in Biomechanics: From Soft Tissues to Orthopaedics / M. Stańczyk, J.J. Telega // Russian Journal of Biomechanics. – 2001. – Vol. 5, No. 4. – P. 30-75.
11. Кирюхин В.Ю., Задачи управления напряжениями в актуальных проблемах биомеханики. / В.Ю. Кирюхин, Ю.И. Няшин // Российский журнал биомеханики, 2005, том 9, № 4: 9-27.
12. Kayabasi O. Static, dynamic and fatigue behaviors of dental implant using finite element method. / Oguz Kayabasi, Emir Yuzbasioglu, Fehmi Erzincanli // – Advances in Engineering Software. –2006, No. 37, С. 649–658
13. Кришук М.Г. Оцінка адекватності імітаційної моделі напружено-деформованого стану сегмента кінцівки з фіксацією перелому стержневим апаратом зовнішньої фіксації. / М.Г. Кришук, М.С. Шидловський, А.М. Лакша, В.О. Єщенко // Вісник НТУУ КПІ "Машинобудування", 2011 р. випуск 61 с.76-80.
14. Dorow C. Finite element simulation of in vivo tooth mobility in comparison with experimental results. / C. Dorow, J. Schneider, Franz G. Sander. //
15. Kawarizadeh A. Experimental and numerical determination of initial tooth mobility and material properties of the periodontal ligament in rat molar specimens. / A. Kawarizadeh, C. Bourauel, A. Jager. // – European Journal of Orthodontics. 2003, № 25, С.569–57.
16. Proos Kaarel A. Influence of Core Thickness on a Restored Crown of a First Premolar Using Finite Element Analysis./ Kaarel A. Proos, Michael V. Swain, Jim Ironside, Grant P. Steven // – The International Journal of Prosthodontics. – 2003, Vol 16, № 5, С. 474-480.
17. Schwartz-Dabney C.L. Variations in Cortical Material Properties Throughout the Human Dentate Mandible. / C.L. Schwartz-Dabney, P.C. Dechow // – American journal of physical anthropology. – 2003, С. 252–277.
18. http://uk.wikipedia.org/wiki/Закон_Амонтона_—_Кулона
19. Маланчук В.О. Імітаційне комп'ютерне моделювання в щелепно-лицевій хірургії. / В.О. Маланчук, М.Г. Кришук, А.В. Копчак. // – К.: Видавничий дім «Асканія», 2013. С. 169-174.
20. <http://www.fujifilm.com/products/prescale/>
21. Kryshchuk N.G. Computer modelling of patellar instability in association with trochea dysplasia. / Kryshchuk N.G. Buryanov A., Lykhodii V., Ieshchenko V.O. // "Вісник НТУУ "КПІ". Машинобудування, 2013, вип. 67, С. 61-67.
22. Авторське свідоцтво: комп'ютерна програма для аналізу розшифровки та кількісного представлення величин оклюзійних навантажень на оклюзіограмах, відображених на полях тиску вимірювальної плівки fuji prescale pressure measuring system (fuji photo film co., ltd., tokyo, japan). В.О. Єщенко, М.Г. Кришук, П.В. Леоненко, Г.П. Леоненко. А.с. 49228 Україна. - № 49485; заявл. 14.03.2012; зареєстр.18.05.2012.
23. Леоненко П.В. Скінчено-елементний аналіз імітаційної трьохвимірної моделі біомеханічної системи «кісткова тканина - дентальний імплантат – супраконструкція». / П.В. Леоненко, В.О. Єщенко. // – Вісник Національного технічного університету України «Київський політехнічний інститут». Серія машинобудування. – 2012. - №65. – С. 105-109.

References

1. Mandzjuk T. Vovk V. Visnik L'viv, UN-TU. [Bulletin of Lviv Univ] 2008, no. 14. pp.105-122.
2. Zenkevich O. M. Mir, 1975. 543p.
3. Coker E. Filon G, Jessop H. Hardcover. January 1, 1957.
4. A. D. Shvarc. Biomehanika i okkluzija zubov. 1994.
5. Kazemi M. Dabiri Y., P. Li L. Computational and Mathematical Methods in Medicine. Vol. 2013.
6. Malanchuk V., Kryshchuk M.G., Kopchak A.V. Vidavnichij dim «Askaniya» [Publishing house "Askaniya"]. 2013, 231p.
7. Korioto T., Versluis A. Modeling the mechanical behavior of the jaws and their related structures by finite element (FE) analysis. Critical Reviews in Oral Biology & Medicine. No 8(1), 1997, pp. 90-104.
8. Chun-Li Lin. Jen-Chyan Wang, Wen-Jen Chang. Clin. Oral Impl. Res. 19, 2008, pp. 107–117.
9. A.V. Bushmanov. Medicinskaja informatika. [Medical Informatics]. 2008, No 1(15), pp. 74-80.
10. Stańczyk, M., Telega J. Russian Journal of Biomechanics. 2001. Vol. 5, No. 4. pp. 30-75.
11. Kirjuhin V., Nyashin Y. Rossijskij zhurnal biomehaniki. [Russian Journal of Biomechanics] 2005, tome 9, № 4: pp. 9-27.
12. Kayabasi O., Yuzbasioglu E., Erzincanli F. Advances in Engineering Software. 2006, No. 37, pp. 649–658
13. Kryshchuk M. Shidlovskiy M., Laksha A., Ieshcheko V. Visnik NTUU KPI "Mashinobuduvannja". [Journal the National Technical University of Ukraine "Kyiv Polytechnic Institute"] 2011, Vol 61 pp.76-80.
14. Dorow C., Schneider J., Sander F. Finite element simulation of in vivo tooth mobility in comparison with experimental results. C. Dorow, J. Schneider, Franz G. Sander.
15. Kawarizadeh A., Bourauel C., Jager A. European Journal of Orthodontics. 2003, No 25, pp. 569–57.
16. Kaarel A., Swain V., Ironside J., Steven P. The International Journal of Prosthodontics. 2003, Vol 16, No 5, pp. 474-480.
17. Schwartz-Dabney C.L., Dechow P. American journal of physical anthropology. 2003, pp. 252–277.
18. http://uk.wikipedia.org/wiki/Закон_Амонтона_—_Кулона
19. Malanchuk V.O., Kryshchuk M.G., Kopchak A.V. Vidavnichij dim «Askaniya». [Publishing house "Askaniya"]. 2013. pp. 169-174.
20. <http://www.fujifilm.com/products/prescale/>
21. Kryshchuk N. Buryanov A., Lykhodii V., Ieshchenko V. "Visnik NTUU "KPI". Mashinobuduvannja. [Bulletin of NTU "KPI". engineering] 2013, Vol. 67, pp. 61-67.
22. Copyright certificate: komp'juterna programa dlja analizu rozshifrovki ta kil'kisnogo predstavlenija velichin okkluzijnih navantazhen' na okkluziogramah, vidobrazhenih na poljah tisku vimirjuval'noï plivki fuji prescale pressure measuring system (fuji photo film co., ltd., tokyo, japan). V.O. Ieshchenko, M.G. Krishchuk, P.V. Leonenko, G.P. Leonenko. A.s. 49228 Ukraina. No 49485; date of entry. 14.03.2012; registered.18.05.2012.
23. Leonenko P., Ieshchenko V. Visnik Nacional'nogo tehničnogo universitetu Ukraïni «Kiïv'skij politehničnij institut». Serija mashinobuduvannja. [Proceedings of the National Technical University of Ukraine "Kyiv Polytechnic Institute". A series of engineering] 2012, No 65, pp. 105-109.